



## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **04168883 A**

(43) Date of publication of application: 17 . 06 . 92

(51) Int. Cl.

H04N 5/321  
A61B 6/00

(21) Application number: **02296422**

(71) Applicant: **SHIMADZU CORP**

(22) Date of filing: 31 . 10 . 90

(72) Inventor: **SHIBATA KOICHI**

(54) X-RAY FLUOROSCOPIC PHOTOGRAPHING APPARATUS

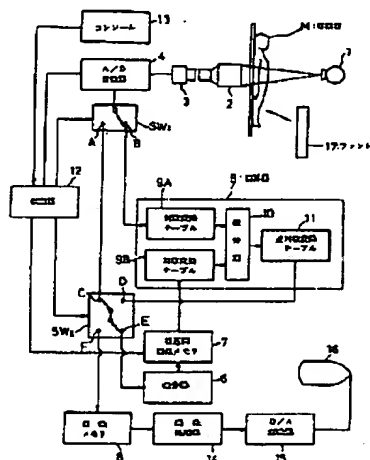
a reagent image data by the A/D converter 4.

COPYRIGHT: (C)1992,JPO&Japio

(57) Abstract:

**PURPOSE:** To reduce (correct) a shade image due to noise resulting from the structure of an X-ray image intensifier by storing a picture due to noise resulting from the structure of the X-ray image intensifier as a correction picture and applying division processing to the correction picture and an image of a reagent.

**CONSTITUTION:** A phantom 17 is placed on a bed 18 in place of a reagent M, a command of a correction picture is given to a control section 12 from a console 13 and an X-ray radiates from an X-ray tube 1. The X-ray transmits through the phantom 17 and is made incident in a light incidence face of an X-ray I.I.2, in which the X-ray is converted into a visual light image as a picture representing only a structural noise and stored in a correction picture memory 7. Then the reagent M is placed on the bed 18 and a pickup command of a reagent picture is given to the control section 12 from the console 13. The X-ray image transmitted through the reagent M is converted sequentially into a digital density data by an A/D converter 4 and the control section 12 reads the density data in the correction picture memory 7 synchronously with a sampling timing of



⑬ Int. Cl.<sup>3</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)6月17日

H 04 N 5/321  
A 61 B 6/00

8119-4C A 61 B 6/00  
8119-4C

3 0 3 C  
3 5 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 X線透視撮影装置

⑯ 特 願 平2-296422

⑰ 出 願 平2(1990)10月31日

⑱ 発 明 者 柴 田 幸 一 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内

⑲ 出 願 人 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

⑳ 代 理 人 弁理士 杉 谷 勉

# 明 細 書

## 1. 発明の名称

X線透視撮影装置

## 2. 特許請求の範囲

(1) X線照射用のX線管と、透過X線像を可視光像に変換するX線イメージインテンシファイヤと、前記可視光像を撮像して映像信号を生成する撮像手段とを備えたX線透視撮影装置において、前記映像信号をデジタルデータに変換するA/D変換器と、一様なX線透過係数をもつ被写体を撮像して得られた補正用画像のデジタルデータを記憶する補正用画像メモリと、被検者を撮像して得られた被検者像のデジタルデータと、これに対応する前記補正用画像メモリ内のデジタルデータとの計算処理を行う計算器と、計算処理後の画像を読影者に対して出力する出力手段とを備えたことを特徴とするX線透視撮影装置。

## 3. 発明の詳細な説明

### A. 産業上の利用分野

この発明は、被検体を透過したX線像をX線テ

レビカメラやCCDカメラなどで撮像し、モニタディスプレイに表示することのできるX線透視撮影装置に関する。

### B. 従来技術

この種のX線透視撮影装置を用いての透視撮影は、以下のようにして行われる。

X線管から被検体に向けてX線を照射し、X線管に対向配置されているX線イメージインテンシファイヤで被検体を透過したX線像を、X線強度変化を輝度変化とする可視光像に変換する。X線イメージインテンシファイヤの出力側に設置されているX線テレビカメラ(または、CCDカメラ)で、その可視光像を撮像して映像信号に変換し、画像処理系に送出する。

画像処理系は、X線テレビカメラからの出力映像信号をA/D変換器でデジタル化して画像メモリに格納するとともに、D/A変換器でアナログ映像信号に変換して、その透視画像をモニタディスプレイに表示する。表示する際に、エッジ強調やコントラスト強調など、術者が画像を読影しや

すいような画像処理が施されている。

また、X線管とX線イメージインテンシファイヤとの対向姿勢を保持したまま、これらを被検体の体軸方向に沿って互いに反対方向に移動させ、移動過程で撮影した透視像を加算し、移動中心にある部位の断層像を撮影する場合もある。

#### C. 発明が解決しようとする課題

しかしながら、上述したX線透視撮影装置で得られた画像中には以下に述べる各種のノイズが存在している。

(1)量子ノイズ：照射するX線量が少なくなると発生するノイズで、画像上では輝度が時間的に変化するノイズとして現れる。

(2)TVノイズ：X線テレビカメラはX線イメージインテンシファイヤから出力される可視光像を一旦蓄え、これを電子ビームで走査することにより映像信号に変換するが、この電子ビームの走査が、X線テレビカメラに発生した電気的ノイズを受けて乱れたときに発生するノイズで、(1)と同様、画像上では輝度が時間的に変化するノイズとして

るのが困難であること、による。

しかし、構造ノイズの軽減を図らずに、従来技術に記載したようなエッジ強調処理などを施すと、ノイズ自体も強調されてしまい、量子ノイズとTVノイズが支配的であるといっても、構造ノイズを無視することはできず、大幅な画質劣化を招く結果となる。

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、構造ノイズを軽減し、高品質な画像を得ることができるX線透視撮影装置を提供することを目的としている。

#### D. 課題を解決するための手段

この発明は、上記目的を達成するために次のような構成を備えている。

即ち、この発明は、X線撮影用のX線管と、透過X線像を可視光像に変換するX線イメージインテンシファイヤと、前記可視光像を撮像して映像信号を生成する撮像手段とを備えたX線透視撮影装置において、前記映像信号をデジタルデータに変換するA/D変換器と、一様なX線透過係数を

現れる。

(3)構造ノイズ：X線イメージインテンシファイヤの入力けい光面を形成する、例えば、CsI等の蒸着膜の不均一性が原因となって現れるノイズで、入力けい光面の不均一性は発光輝度の不均一性となり、画像上には輝度のムラとなって現れる。蒸着膜形成の不均一性が極端な場合は、その部分に相当する画像上に粒状の黒点ノイズが混入することがある。

上記ノイズのうち、(1)の量子ノイズはX線量を上げることにより、(2)のTVノイズは画像データに積分演算処理を施すことにより、それぞれ軽減することができ、既に実施されているが、(3)の構造ノイズを軽減するための処理は行われていないことが多い。これは、画像上に現れるノイズとしては、(1)の量子ノイズと(2)のTVノイズが支配的であること、(3)の構造ノイズが、X線イメージインテンシファイヤの製造工程での誤差に起因し、個々のX線イメージインテンシファイヤによってノイズの発生仕方に差があるため、一概に軽減す

もつ被写体を撮像して得られた補正用画像のデジタルデータを記憶する補正用画像メモリと、被検者を撮像して得られた被検者像のデジタルデータと、これに対応する前記補正用画像メモリ内のデジタルデータとの割算処理を行う割算器と、割算処理後の画像を撮影者に対して出力する出力手段とを備えたことを特徴としている。

#### E. 作用

この発明によれば、被検者の撮影を行う前に、一様なX線透過係数をもつ被写体と、X線イメージインテンシファイヤとを透過した補正用画像の撮影が行われる。補正用画像は、A/D変換器により、デジタルデータに変換されて補正用画像メモリに記憶される。

このとき、X線イメージインテンシファイヤの入力けい光面が不均一に形成され、構造ノイズが存在していれば、一様なX線透過係数をもつ被写体を撮像した画像は、その構造ノイズに起因した画像となる。

補正用画像の撮影後、被検者のX線像の撮影を

行う。この被検者を透過した画像中にも先と同様に構造ノイズは存在し、その部分の濃度データは、被検者へ照射したX線強度に対して前記補正用画像の構造ノイズ部分の濃度値を乗算したものになる。

割算器は、補正用画像メモリに記憶されている補正用画像の濃度データと、これに対応する被検者像の濃度データとの割算処理を行う。この処理によって、被検者像と補正用画像の同じ位置にある構造ノイズデータは排除(補正)される。

出力手段は、補正後の高品質な画像を読影者に対して出力する。

#### F. 実施例

以下、この発明の実施例を図面に基づいて説明する。

第1図は、X線透視撮影装置の概略構成を示したブロック図である。

図中、符号1は被検者Mに向けてX線を照射するX線管、2は透過X線像を可視光像に変換するX線イメージンテンシファイア(X線I.I)、

7に、出力端子Fは画像メモリ8に接続されている。

積分器6は主として前述のTVノイズを軽減するために付加されているものである。補正用画像メモリ7は、構造ノイズの補正に用いる任意の被写体を撮影した画像(補正用画像)の濃度データを一旦記憶しておくメモリである。したがって、スイッチSW<sub>1</sub>の入力端子Cと、出力端子Eが接続された状態で、補正用画像の取り込みが行われ、入力端子Dと出力端子Fが接続された状態で構造ノイズ補正後の画像が、画像メモリ8に取り込まれるように構成される。

割算器5は、2つの対数変換テーブル9A、9Bと、差分器10、逆対数変換テーブル11とを備えている。対数変換テーブル9Aには、スイッチSW<sub>1</sub>の切り換えによって被検者Mを透過したデジタル濃度データが与えられ、対数変換テーブル9Bには、補正用画像メモリ7に記憶されている補正用画像のデジタル濃度データが与えられるように構成されている。逆対数変換テーブル11の出力

3はX線I.I 2からの出力光像を撮像して映像信号を出力するX線テレビカメラである。

X線1は支持アーム(図示せず)の甘ねり動作によって、被検者Mの体軸方向に移動可能に構成され、X線I.I 2とX線テレビカメラ3は移動機構(図示せず)の水平移動によって、X線管1と対向姿勢を保持したまま、被検者Mの体軸に沿ってこれと反対方向に移動可能に構成されている。

以上の構成は従来と同様で、単なる透視撮影のみならず、断層撮影も可能になっている。

符号4はX線テレビカメラ3からの出力映像信号をデジタル信号すなわち多値化された濃度データに変換するA/D変換器で、デジタル濃度データはスイッチSW<sub>1</sub>により、構造ノイズの補正を行う割算器5と、スイッチSW<sub>2</sub>に出力先が切り換えられるように構成されている。

スイッチSW<sub>1</sub>は、4つの入出力端子C、D、E、Fを有しており、入力端子Cは前記スイッチSW<sub>1</sub>に、入力端子Dは前記割算器5に接続され、出力端子Eは積分器6を介して補正用画像メモリ

データ(補正後の画像データ)は前記スイッチSW<sub>2</sub>に与えられるように構成されている。

スイッチSW<sub>1</sub>とスイッチSW<sub>2</sub>との切り換え制御、および補正用画像メモリ7の読み出し制御を行うのが制御部12であり、この制御部12に対して指令を与えるのが、医者(またはX線技師)によって操作されるコンソール13である。

なお、符号14は補正後の画像に対してエッジ強調処理やコントラスト強調処理など読影者の所望する画像処理を行う画像処理部、15はデジタル濃度データをアナログの映像信号に変換するD/A変換器、16は出力手段として、画像を読影者に表示するモニタディスプレイである。なお、出力手段としてはこの他にもレーザプリンタなど、画像を印刷物として出力するものを用いてもよい。

また、符号17は補正用画像を収集に用いる一般的なX線透過係数をもつ被写体としてのファントムであり、アクリル板や銅板などの均一な材質で形成されている。なお、このファントム17を用いずに補正用画像を収集することも可能である。その

場合、X線照射域に存在する均一な物質としての“空気”が一様なX線透過係数をもつ被写体に相当する。ただし、ファントム17を用いる方が、より被検者Mに近い状態の補正用画像を収集できるので好ましい。

次に、上述した構成のX線透視撮影装置による構造ノイズの補正について説明する。

通常、X線管1およびX線I.I 2、X線テレビカメラ3を撮影位置にセットすると、被検者Mの撮影を行うのであるが、本発明の装置では、まず、X線I.I 2の構造ノイズが抽出された像(補正用画像)の撮影を行う。すなわち、構造ノイズが存在している状態で、均一な被写体を撮影すれば、構造ノイズの部分だけ濃度値が変化する画像が得られる。そこで、被検者Mのかわりにファントム17をベッド18に乗せ、コンソール13から、補正用画像の指令を制御部12に与える。

制御部12は、スイッチSW<sub>1</sub>を出力端子A側に切り換え、スイッチSW<sub>2</sub>が入力端子Cと出力端子Eとを接続するようにこれを切り換える。この

状態でX線管1からX線を照射する。なお、量子ノイズの軽減を図るため、ここでは多めのX線量での照射を行う。

X線は、ファントム17を透過した後、X線I.I 2の入光面に入射し可視光像に変換される。X線テレビカメラ3はその可視光像を電子ビームでラスタ走査し、生成した一次元の映像信号をA/D変換器4に出力する。A/D変換器4は映像信号の連続したアナログ濃度値を所定の周期でサンプリングし、例えば、8ビットで表現される多値のデジタル濃度データに変換する。A/D変換器4から出力される濃度データのビット列は、スイッチSW<sub>1</sub>のA端子、スイッチSW<sub>2</sub>のC端子、E端子を過って積分器6に入力する。積分器6は、入力した濃度データに対して積分演算処理を施した後、補正用画像メモリ7に格納する。したがって、補正用画像メモリ7に格納される画像は、量子ノイズとTVノイズが軽減された画像、つまりはX線I.I 2の構造ノイズだけが現れる画像となる。

第2図(a)に撮影された補正用画像の濃度値分布を示す。

ここでは、構造ノイズとして画像中に粒状黒点が現れた例を挙げる。図中、画素ナンバーP<sub>1</sub>に相当するX線I.I 2の入力側光面に黒点が存在していると設定しており、そこだけ、濃度値が極端に高くなっている。この濃度値は照射されるX線強度に応じて変化する。一般にはX線強度の乗算式で表される。例えば、X線強度をIとし、ノイズ部分の濃度値をDとすると、「 $D = \alpha \times I$ 」で表される。符号 $\alpha$ は乗算係数である。

したがって、構造ノイズを補正するには、被検者Mを撮影して得られた画像の濃度データを、構造ノイズが抽出された画像の濃度データで割算することが有効になる。そこで、上述のような補正用画像を収集した後、被検者Mの撮影に入る。

すなわち、先のファントム17をベッド18から退去させ、被検者Mをベッド18に乗せて、コンソール13から、被検者Mの撮影指令を制御部12に与える。

制御部12は、スイッチSW<sub>1</sub>をB端子側に切り換え、スイッチSW<sub>2</sub>が入力端子Dと出力端子Fとを接続するようにこれを切り換える。この状態でX線管1からX線を照射する。

被検者Mを透過したX線像はA/D変換器4で順次デジタル濃度データに変換され、スイッチSW<sub>1</sub>を介して対数変換デプル9Aに与えられる。

ここで、X線撮影された被検者像の濃度分布の一例を第2図(b)に示す。この図に示すように、黒点ノイズ位置に相当する被検者像の濃度値D'は、その点のX線強度に、黒点ノイズの濃度値D(同図(a)参照)を乗算したものになる。

そこで、この黒点ノイズを補正するために、制御部12は、前記のA/D変換器4による被検者像データのサンプリングタイミングに同期して、補正用画像メモリ7の濃度データの読みだしを順次開始する。補正用画像メモリ7から出力される濃度データのビット列は、対数変換デプル9Bに与えられる。これと同じくして、A/D変換器4から出力される被検者像の濃度データのビット列

も順次、対数変換テーブル 9 A に与えられる。

対数変換テーブル 9 A と対数変換テーブル 9 B で同時に対数変換 (LOG 変換) された被検者像の濃度データと、補正用画像の濃度データは、差分器 10 で減算処理され、次いで、逆対数変換テーブル 11 で逆対数変換されて、割算処理される。

その結果、被検者像に現れている X 線 1.1 2 の黒点ノイズは補正され、被検者 M を透過した濃度データのみが画像メモリ 8 に格納される。

画像メモリ 8 に格納された濃度データは順次読み出されて画像処理部 14 に与えられ、ここで、エッジ強調やコントラスト強調処理などの読影者が所望する画像処理が施された後、D/A 変換器 15 でアナログ映像信号に変換されてモニタディスプレイ 16 に表示される。

なお、上述した実施例では、単なる X 線透視像について説明を行ったが、本装置を用いて被検者 M の断層像を撮影する場合にも同様にして、構造ノイズを補正することができる。

すなわち、断層像の撮影においては、X 線管 1

と、X 線 1.1 2 および X 線テレビカメラ 3 とを被検者 M の体軸に沿って互いに反対方向に移動させながら X 線撮影を行うので、補正用画像もそれと同様にして撮影を行い、各撮影位置における構造ノイズが抽出された補正用画像を複数の補正用画像メモリ 7 に格納しておく。そして、被検者像を撮影し、各撮影位置に対応する補正用画像と被検者像との間で、上記の割算処理を行って、構造ノイズを補正する。各補正後の画像を加算すると、前記移動中心部位の鮮明な断層像が得られる。このような断層撮影において、本発明は特に有効に作用する。すなわち、断層撮影のように複数の画像を加算すると、構造ノイズも強調されるため、構造ノイズを補正する本発明の X 線透視撮影装置では殊に鮮明な断層像が得られる。

また、上述した実施例では、A/D 変換器 4 のサンプリングタイミングに同期して補正用画像メモリ 7 のデータの読み出しを開始し、リアルタイムに構造ノイズを補正しようとしたが、補正前の被検者像を格納する被検者像メモリを新たに設け

て、撮影後に、被検者像メモリ内のデータと補正用画像メモリ 7 内のデータとの割算処理を行って、構造ノイズを補正するようにしてもよい。

#### G. 発明の効果

以上の説明から明らかなように、この発明に係る X 線透視撮影装置は、予め、一様な X 線透過係数をもつ被写体を撮影して得られた画像、つまり、X 線イメージインテンシファイヤの構造ノイズに起因する画像、を補正用画像として記憶しておき、補正用画像と被検者像との割算処理を行うようにしたから、X 線イメージインテンシファイヤの構造ノイズによる不要な陰影像を軽減 (補正) することができる。

したがって、出力手段によって読影者に出力される画像は、構造ノイズが軽減された高品質な画像となり、正確な画像診断に寄与することができる。

特に、画像のエッジ強調処理など、画像診断にかかわる画像処理を行う場合には、構造ノイズを補正してあるから、画質の劣化を抑えることがで

き、診断にかかわる画像処理の適用範囲を拡大することができる。

また、X 線イメージインテンシファイヤの入力けい光面の周辺部の輝度低下 (入力けい光面の形状は一般にフラットではなく、周辺部が若干、窪んだ形状になっており、この部分で輝度が低下する) を前記割算処理によって補正できるという効果もある。

#### 4. 図面の簡単な説明

第 1 図ないし第 2 図は、この発明の一実施例に係り、第 1 図は X 線透視撮影装置の概略構成を示したブロック図、第 2 図 (a) は補正用画像の濃度分布の一例図、同図 (b) は被検者像の濃度分布の一例図である。

1 … X 線管

2 … X 線イメージインテンシファイヤ

3 … X 線テレビカメラ 4 … A/D 変換器

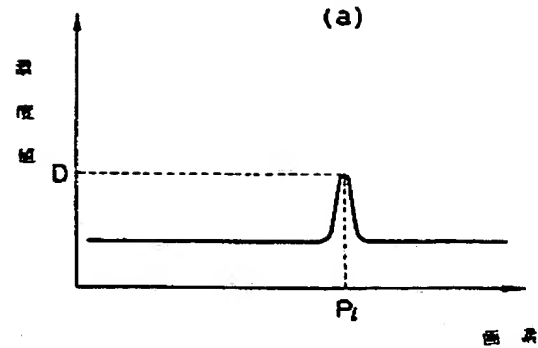
5 … 割算器

7 … 補正用画像メモリ

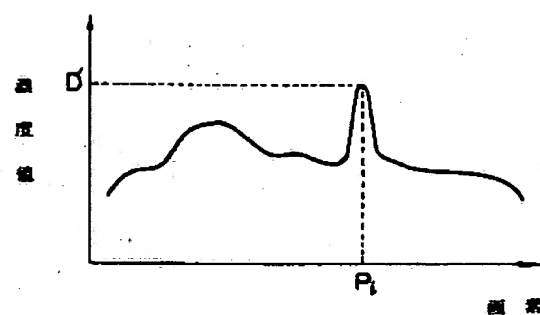
15 … D/A 変換器 16 … モニタディスプレイ

第 2 回

(a)



(b)



第 1 章

